

# ВИЗНАЧЕННЯ ЖИТТЄЗДАТНОСТІ ТКАНИНИ ВИМІРЮВАННЯМ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ. ТЕОРЕТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

Сніцар Є.В., асист. кафедри  
snitsarye@gmail.com

Худецький І. Ю., д.мед.н., проф.  
igorkhudetsky@gmail.com

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
м. Київ, Україна

*Реферат* – широке застосування хірургічної апаратури заснованої на взаємодії різноманітних фізичних факторів та живих тканин є сучасним стандартом проведення оперативних втручань. У більшості випадків хірургічні втручання здійснюються у зв'язку з виникненням тієї чи іншої патології. Це можуть бути травми, поранення чи захворювання. Ці патологічні процеси можуть виникнути у людей різного віку на фоні тих чи інших супутніх захворювань, які суттєво впливають на біофізичні характеристики тканин і які необхідно враховувати при виборі хірургічних технологій, що можуть бути застосовані у конкретного пацієнта. Для якісного лікування патологічно змінених тканин потрібна об'єктивна інформація про стан біологічної тканини до лікування та в процесі електротермічного впливу на неї. вибір оптимальних режимів температурного впливу відіграє ключову роль в ефективності та безпечності проведеної процедури. сучасний підхід базується на натурному методі аналізу, тобто вибір характеристик термічного впливу здійснюється на основі даних лабораторних експериментів, такий підхід не є оптимальним, як альтернативу пропонується розробити математичну модель тепломасопереносу системи конвекційно-інфрачервоного потік-живі м'які тканини. Це дозволило би ввести зворотній автоматичний зв'язок для регулювання процесу. Ця стаття має на меті провести аналіз проблеми ефективної оперативної допомоги пацієнтам з патологічно зміненими тканинами з застосуванням новітньої електротермохірургічної апаратури, інструментів і технологій.

*Ключові слова* конвекційно-інфрачервоного потік, патологічно змінені тканини, електро-термічний вплив, аналіз провідності патологічно змінених тканин, оперативне втручання, вимірювання імпедансу біологічних тканин.

## I. ВСТУП

Електричний імпеданс (impedance) - комплексний опір між двома вузлами ланцюга або двополюсника для гармонійного сигналу.

Резистор - пасивний елемент, що має виключно активний опір [1].

Метод вимірювання імпедансу використовують у медичних дослідженнях, а саме: при вивченні процесів у живих клітинах і тканинах за впливу випромінювання, ультразвуку та інших фізичних чинників, а також під час зміни фізіологічного стану. Наприклад, на перших стадіях хвороби, виявлено, що внаслідок запальних процесів збільшується опір тканини. Це пояснюється тим, що під час запалення клітина набрякає, міжклітинні проміжки зменшуються, активний опір збільшується. На наступних стадіях запального процесу змінюються

структура та хімічний склад клітин, що призводить до зменшення ємності та опору.

Опір більшості тканин мінімальний при частотах змінного струму - 106 Гц, а нерва - 109 Гц. За певної частоти опір біологічної тканини залишається сталим, якщо не змінюється його фізіологічний стан. Внаслідок ушкодження тканини опір її зменшується до певного мінімального значення, яке буде відповідати її відмиранню. Після відмирання тканини опір від частоти не залежить. Частотні характеристики електричного опору різних тканин подібні, але значення повного опору (імпедансу) — різні. Значення питомої електропровідності ( $\text{Om}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ ) різних тканин організму при  $t = 37^\circ\text{C}$  : спинномозкова рідина-0,018; сироватка крові - 0,014; кров-0,006; м'язи -0,005; внутрішні органи -0,002-0,003; тканина мозкова і нервова-0,0007; тканина жирова-

0,0003; шкіра суха-10-9; кістка без надкiснiцi-10-7.

У живій тканині на малих частотах за рахунок великого опору ємності мембран, електричний струм переважно тече по міжклітинних проміжках. У зв'язку з тим, що при відмиранні тканини мембрани стають проникливими, тобто їх ємнісні властивості зникають, імпеданс на малих частотах сильно зменшується, і він перестає залежати від частоти. На практиці для оцінки життєздатності тканин так званий коефіцієнт поляризації  $K$  – відношення імпедансів при двох частотах (103 і 106 Гц) (рис. 1):  $K = Z_H / Z_B$ . Дослідження такого характеру мають важливе значення в трансплантології для визначення життєздатності консервованих тканин та органів. [2]

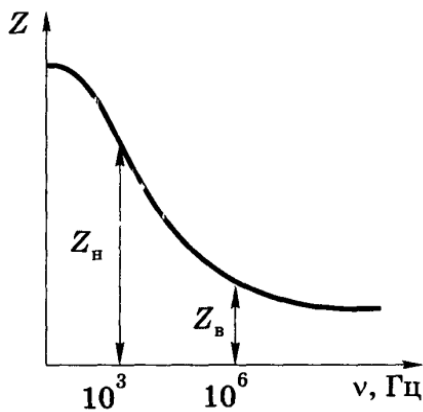


Рис. 1 Визначення життєздатності тканин

При зміні фізіологічного стану та деяких патологіях співвідношення між активною та реактивною складовими опору може змінюватись. Цей ефект обумовлений тим, що струм низької частоти йде переважно через міжклітинну рідину, яка володіє суто омичним опором. При запаленні клітини набухають і переріз міжклітинних ділянок зменшується, що й призводить до підвищення омичного опору[3].

## II. МЕТА РОБОТИ

Проаналізувати дані літератури по принципах побудови електричних еквівалентів живих тканин та визначення, встановити найбільш типові електричні схеми-еквіваленти живих тканин.

## III. ВИМІРЮВАННЯ ЄМНІСНОГО ОПОРУ ПО ЗСУВУ ФАЗ МІЖ НАПРУГОЮ ТА СТРУМОМ

Є два основних способи вимірювання ємнісного опору: мостова схема та розрахунок по зсуву фаз. Мостова схема в нашому випадку не може бути за-стосована через те що вимірювання повинні проводитися підчас протікання зварювального струму. Ось чому була обрана схема вимірювання ємнісного опору по зсуву фаз між напругою та струмом [4]. Розглянемо вимірювання ємнісної складової опору в ланцюгу з тільки ємнісним навантаженням (рис.2)

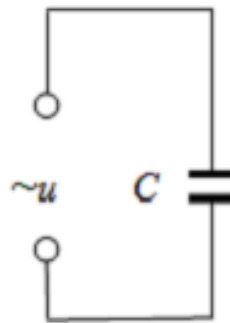


Рис. 2 Ємність в ланцюзі змінного струму (з тільки ємнісним навантаженням)

Напруга на конденсаторі  $C$  дорівнює вихідній напрузі джерела живлення (не враховуючи діелектричних втрат енергії)

$$u_c = \frac{q}{C} = U_m \cos \omega t. (1.1)$$

Так як  $i = \frac{dq}{dt}$  та  $q = C u$ , тоді  $i = \frac{d}{dt} (C U_m \cos \omega t)$  (1.2)

$$i_c = -C U_m \omega \sin \omega t = I_{cm} \cos \left( \omega t + \frac{\pi}{2} \right) (1.3) \text{ де}$$

$$I_{cm} = C \omega U_m = \frac{U_{cm}}{1/C\omega} = \frac{U_{cm}}{X_c}. (1.4)$$

Отже ємнісний опір в ланцюгу з тільки ємнісним навантаженням дорівнює

$$X_C = 1 / \omega C . (1.5)$$

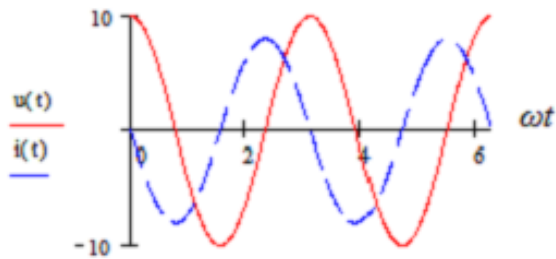


Рис. 3 Випередження струмом що протікає через конденсатор по фазі напругу на ємності

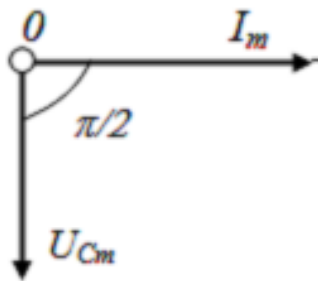


Рис. 4 Векторна діаграма струму та напруги

З формули (1.3) видно що струм що протікає через конденсатор випереджає по фазі напругу на ємності на  $\pi/2$  (рис. 3). На векторній діаграмі (рис. 4) вектор струму  $I_{Cm}$  повернутий на  $\pi/2$  від напруги  $U_{Cm}$ .

Різниця фаз лежить у межах  $\pi/2 > \varphi > \pi/2$ .

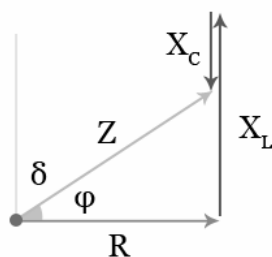


Рис. 5 Векторна діаграма опорів

Різниця між фазою струму и фазою напруги (зсув фаз) залежить від активного та реактивного опорів (рис. 5).

$$\operatorname{tg}(\varphi) = \frac{X_L - X_C}{R} = \frac{\omega L - 1/\omega C}{R} (1.6)$$

Враховуючи  $X_L=0$  отримуємо формулу для обчислення ємнісного опору тканини

$$x_c = -R * \operatorname{tg}(\varphi) (1.7)$$

Для реалізації даного способу вимірювання використовується мікросхема програмованої логіки того приводу що вона забезпечує строго одночасне вимірювання сигналів напруги та струму і паралельний розрахунок ємнісного опору, а мікроконтролер працює послідовно і не може забезпечити одночасне вимірювання сигналів і розрахунок що створює викривлення співвідношення сигналів напруги та струму.[5]

#### IV. ПОБУДОВИ ЕЛЕКТРИЧНИХ ЕКВІВАЛЕНТІВ ЖИВИХ ТКАНИН

Спочатку складемо у спрощеному вигляді схеми схеми-еквіваленти окремих компонентів живої тканини таких, як судина, роговий шар шкіри; клітинна мембрана; клітина; тканина (рис. 6). Після чого, електричну схему-еквівалент живої тканини [6]. Така схема є достатньо умовною і на практиці повинна містити стільки груп омично-ємнісних елементів скільки шарів тканин проходить електричний струм (рис 7).

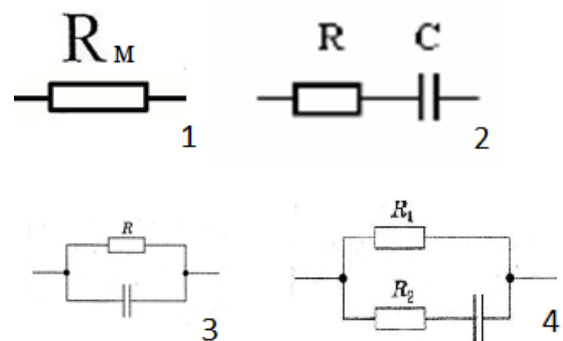


Рис. 6 Електричні схеми-еквіваленти окремих компонентів живої тканини: 1 – судина, роговий шар шкіри; 2 – клітинна мембрана; 3 – клітина; 4 – тканина

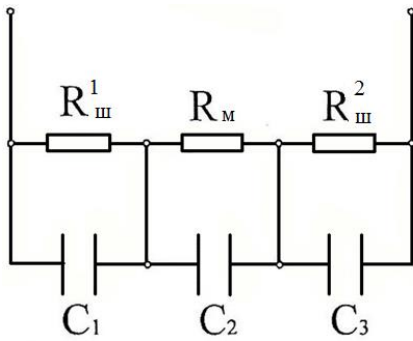


Рис. 7 Електрична схема-еквівалент живої тканини, що імітує непошкоджену ділянку тіла між двома електродами без судин значного діаметру, на якій:  $R_{ш}^1$ ,  $R_m$ ,  $R_{ш}^2$  – омичний опір відповідно шкіри в районі 1 електроду, на ділянці м'язової тканини, та шкіри в ділянці другого електроду;  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$  – ємнісний опір на цих ділянках

Тільки для шкіри це три шари: епідерміс, дерма, гіподерма (підшкірно-жирова клітковина). У свою чергу епідерміс містить п'ять шарів епідермальних клітин: базальний, шипуватий, зернистий, блискучий та роговий. Кожен шар епідермісу має свої параметри омичного та ємнісного опору і в значній мірі залежить від ділянки вимірювання. Так, питомий омичний опір у цих шарах клітин найменший в базальному шарі, дещо більший в шипуватому і зернистому та найбільший в блискучому та роговому. Зважаючи на те що на різних ділянках товщина шарів може відрізнятись в сотні разів. Так на долонях і п'ятках вона максимальна, а в пахових складках, повіках – суттєво менша. Провідність рогового шару також залежить від ступеню зволоження та електролітного складу вологи. Тому реальний омичний опір не зволоженого епідермісу може коливатись від мегомів (МОм) до десятків кілоом (кОм). Значення ємнісного опору для цих шарів епідермісу має зворотне значення. У рогового шару наближається до нуля, а в базальному шарі мало чим відрізняється від клітин м'язів.

Дерма, або власне шкіра, являє собою сполучну тканину і складається з 2-х шарів - сосочкового шару, на якому розташовуються численні вирости, що містять у собі петлі капілярів і нервові закінчення, і сітчастого шару, що містить кровоносні і лімфатичні судини, нервові

закінчення, фолікули волосся, залози, а також еластичні, колагенові і волокна гладких м'язів, які на-дають шкірі міцність і еластичність. Підшкірно-жирова клітковина або гіподерма складається з пучків сполучної тканини і жирових скупчень, пронизаних кровоносними судинами і нервовими волокнами. Зважаючи на те, що параметри окремих омичноємнісних елементів такого складного конгломерату знаходяться в широкому діапазоні формувати їх, як окремі елементи електричної схеми-еквіваленту живої тканини не представляється можливим. Окремо потрібно розглядати наявність судин у цьому конгломераті. По ходу судини вони, наповнені такими електролітами, як кров чи лімфа, являються провідниками з резистивним опором що не перевищує десяти Ом при ємнісному опорі близьким до нуля. Поперек судини це типовий багато-компонентний опір з зоною майже нульового опору в середині судини. Саме наявністю розгалуженої сітки судин можна пояснити принципову різницю змін в живих м'яких тканинах в процесі високочастотного зварювання під помірним тиском і без тиску. Як і більшість тканин людини, з точки зору побудови (рис. 8) їх електрична схема-еквіваленту є достатньо складним набором окремих модулів з певними омично-ємнісними характеристиками опору окремих складових. Наявність судин та фасцій створюють зони з високим чи низьким омичним та ємнісним опором.

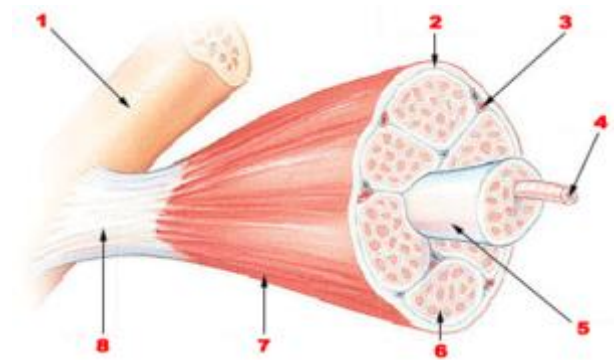


Рис. 8 Типова макроскопічна будова м'язу на якій: 1 кістка; 2 – перимізій; 3 – кровоносна судина; 4 - м'язове волокно; 5 - фасціальний футляр; 6 – ендомізій; 7 – епімізій; 8 - сухожилок

## V. ВИСНОВОК

Методом вимірювання імпедансу при вивченні процесів у живих клітинах можна провести практичне дослідження життєздатності біологічних тканин, використовуючи математичні моделі на основі побудови електричних еквівалентів живих тканин. Використовуючи особливість зсуву фаз (різницю між фазою струму и фазою напруги), що лежить у межах  $\pi/2 > \varphi > \pi/2$ , можна створити апарат з більш якісним вимірюванням та регулюванням температури конвекційно-інфрачервоного інструменту.

Виходячи з проведеного дослідження є актуальною проблема створення розробки технічного рішення, структурно та принципової схеми і програмного забезпечення новітньої електротермохірургічної апаратури для лікування патологічно змінених тканин. Це дасть змогу удосконалити та забезпечити додатковими функціями високочастотний коагулятор – для більш ефективного з'єднання та обробки патологічно змінених біологічних тканин.

## IX. ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- 1 Електричний імпеданс  
[https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%95%D0%BB%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%B8%D1%87%D0%BD%D0%B8%D0%B9\\_%D1%96%D0%BC%D0%BF%D0%B5%D0%B4%D0%B0%D0%BD%D1%81](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%95%D0%BB%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%B8%D1%87%D0%BD%D0%B8%D0%B9_%D1%96%D0%BC%D0%BF%D0%B5%D0%B4%D0%B0%D0%BD%D1%81)
- 2 О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов та інші  
Основи реєстрації та аналізу біосигналів, Навчальний посібник, Харків-2019.
- 3 Методика вимірювання реактивного опору при зварюванні біологічних тканин та використання її при створенні вимірювального комплексу.  
Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нікрітін О.Л., Нестерова О.І СВАРКА И ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ЖИВЫХ ТКАНЕЙ.ТЕОРИЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВЫ  
Материалы IX Международной научно-технической конференции 29 листопада 2019, Киев, ИЭС им.Е.О.Патона, с.
- 4 Медяний Л. П. Аналогова схемотехніка / Л. П. Медяний. – Київ: КПІ ім. Сікорського, 2017. – 177 с..
- 5 Розробка багатофункціональних електротермохірургічних апаратів –перспективний напрямок медичного приладобудування
- 6 Мещанінов С. К. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань / С. К. Мещанінов, В. М. Співак, А. Т. Орлов. – Київ, 2016. – 213 с.  
Худецький І.Ю., Кривцун І.В., Масалов Д.В., Нікрітін О.Л., Нестерова О.І СВАРКА И ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ЖИВЫХ ТКАНЕЙ.ТЕОРИЯ. ПРАКТИКА. ПЕРСПЕКТИВЫ  
Материалы IX Международной научно-технической конференции 27-28 ноября 2015, Киев, ИЭС им.Е.О.Патона, с.53

UDC: 617.7

# DETERMINATION OF TISSUE VIABILITY BY MEASURING ELECTRICAL PARAMETERS. THEORETICAL STUDY

*Snitsar Y. V.*, assistant of the department  
[snitsarye@gmail.com](mailto:snitsarye@gmail.com)

*Khudetsky I. Y.*, Doctor of Medical Sciences, prof.  
[igorkhudetskyy@gmail.com](mailto:igorkhudetskyy@gmail.com)

National Technical University of Ukraine  
"Kyiv Polytechnic Institute named after Igor Sikorsky",  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** - the wide use of surgical equipment based on the interaction of various physical factors and living tissues is the modern standard of surgical interventions. In most cases, surgical interventions are performed in connection with the occurrence of one or another pathology. It can be injuries, wounds or diseases. These pathological processes can occur in people of different ages against the background of certain concomitant diseases, which significantly affect the biophysical characteristics of tissues and which must be taken into account when choosing surgical technologies that can be applied to a specific patient. For high-quality treatment of pathologically changed tissues, objective information about the condition of the biological tissue before treatment and during the electrothermal effect on it is required. the choice of optimal modes of temperature exposure plays a key role in the effectiveness and safety of the procedure. the modern approach is based on the natural method of analysis, i.e. the selection of the characteristics of the thermal effect is carried out on the basis of the data of laboratory experiments, this approach is not optimal, as an alternative it is proposed to develop a mathematical model of heat and mass transfer of the convection-infrared flow-living soft tissues system. This would allow introducing automatic feedback to regulate the process. This article aims to analyze the problem of effective surgical care for patients with pathologically altered tissues using the latest electrothermosurgical equipment, tools and technologies.

**Key words:** convection-infrared flow, pathologically changed tissues, electro-thermal influence, conductivity analysis of pathologically changed tissues, surgical intervention, impedance measurement of biological tissues.